

(1) ⑯ BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

⑯ ⑫ Offenlegungsschrift
⑯ ⑯ DE 198 42 016 A 1

⑯ Int. Cl.⁷:
F 04 C 5/00

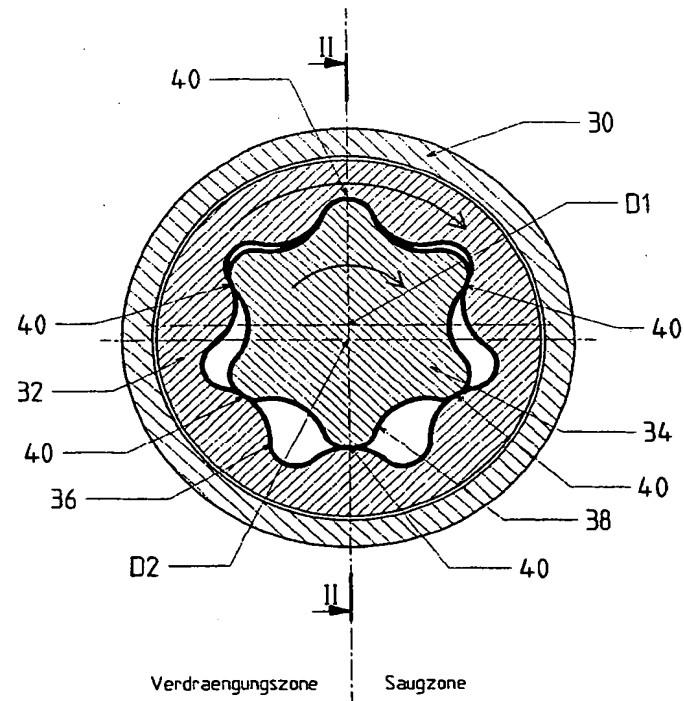
⑯ Aktenzeichen: 198 42 016.1
⑯ Anmeldetag: 14. 9. 1998
⑯ Offenlegungstag: 16. 3. 2000

⑯ Anmelder:
Backes, Claus H., Dr.-Ing., 66113 Saarbrücken, DE
⑯ Vertreter:
Manitz, Finsterwald & Partner GbR, 80538 München

⑯ Erfinder:
Antrag auf Nichtnennung
⑯ Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht
zu ziehende Druckschriften:
DE 38 32 281 A1
DE 33 42 385 A1
DE 33 40 748 A1
US 51 63 824
US 40 73 605
EP 07 05 979 A1

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

- ⑯ Vorrichtung zum Pumpen von Fluiden
⑯ Eine Vorrichtung zum Pumpen von Fluiden weist zwei miteinander kämmende Rotoren auf, die in einem Gehäuse drehbar angeordnet sind, das eine Einström- und eine Austrittsöffnung aufweist. Der Rotor ist mit Übermaß gefertigt und unter Verformung seines elastischen Zahneingriffsbereiches in dem Gehäuse montiert.



DE 198 42 016 A 1

Beschreibung

Die vorliegende Erfindung betrifft eine Vorrichtung zum Pumpen von Fluiden, insbesondere für medizinische Anwendungen, mit zwei miteinander kämmenden Rotoren, die in einem Gehäuse drehbar angeordnet sind, das eine Ansaug- und eine Austrittsöffnung aufweist.

Für die apparatmäßige Injektion bei medizinischen Anwendungen sind bislang grundsätzlich zwei Injektionsverfahren bekannt geworden, die je nach Aufgabenstellung zum Einsatz kommen. Für niedrige Differenzdrücke (≤ 5 bar) und kleine Förderraten (≤ 6 ml/s) werden üblicherweise Schlauch- oder Peristaltikpumpen verwendet. Injektionen mit höheren Anforderungen an Injektionsdruck bzw. Injektionsgeschwindigkeit oder an die Dosiergenauigkeit werden dagegen ausschließlich mit Injektionsgeräten ausgeführt, die in die Gruppen der Kolben- oder Spritzeninjektoren einzuordnen sind.

Sowohl Schlauchpumpen wie auch Kolbeninjektoren arbeiten nach dem Verdrängerprinzip. Fig. 3 zeigt den prinzipiellen Aufbau einer Schlauch- oder Peristaltikpumpe, bei der ein elastisch-flexibler Schlauch 10 in einer omegaformigen Anordnung mit etwa 70% seiner Außenseite an einer zylindrischen Wandung 12 anliegt. Die Innenseite des Schlauches wird von mindestens zwei Zylinderrollen 14 beaufschlagt, die in einem zentrisch angeordneten Rotor 13 gelagert sind. An den Kontaktflächen zwischen Rollen 14 und Schlauch 10 wird dieser so zusammengequetscht, daß sein Querschnitt vollständig oder nahezu vollständig verschlossen wird. Bei Drehung des Rotors 13 kommt es zu einer wandernden Quetschbewegung, die für eine stetige Verdrängung und damit für eine Förderung der im Schlauch befindlichen Flüssigkeitssäule sorgt.

Fig. 4 zeigt einen herkömmlichen Kolben- oder Spritzeninjektor, bei dem ein Injektionszylinder mit beweglichem Kolben als austauschbares Pumpenelement dient. Fig. 4 zeigt einen solchen Zylinder 21, der in die Aufnahme 23 eines Injektionsgerätes eingesetzt ist. Über eine motorisch angetriebene Kolbenstange 25, die mit einem Kupplungssteil 24 versehen ist, kann ein Kolben 22 in Pfeilrichtung axial verschoben werden und damit Saug- oder Pumphöhe ausführen. Der Nachteil solcher Kolbeninjektoren liegt für die praktische Anwendung in der diskontinuierlichen Arbeitsweise. Bevor eine Injektion durchgeführt werden kann, muß zunächst der Injektionszylinder 21 mit der zu injizierenden Flüssigkeit gefüllt und anschließend samt Zuleitungsschlauch sorgfältig entlüftet werden. Bei Injektionsmengen, die das Füllvolumen des Zylinders überschreiten, wird eine zusätzliche Fülloperation und damit eine Unterbrechung der Injektion notwendig, was bei bestimmten diagnostischen Aufgabenstellungen zu Problemen führen kann.

Ein weiteres Problem besteht bei den Kolbeninjektoren darin, daß durch die Verzweigung des Fluidstromes am Ausgang des Injektionszyllnders in eine Saug- und eine Injektionsleitung und durch die erforderliche Steuerung dieses Fluidstromes ein zusätzlicher Aufwand für den Anwender entsteht. Gleichzeitig erhöht sich hierdurch das Risiko von Bedienungsfehlern.

Pumpen der eingangs genannten Art mit zwei kämmenden Rotoren sind aus dem Gebiet der Hydraulik grundsätzlich bekannt. Hierbei handelt es sich um kontinuierlich fördernde Verdrängerpumpen (Umlaufverdrängermaschinen), bei denen die Verdrängung des Fluids durch Zahneingriff erfolgt. Für medizinische Anwendungen eignen sich nur wenige Bauarten. Ursache hierfür ist, daß sich die Betriebs- und Einsatzbedingungen im Vergleich zur Hydraulik, insbesondere zur Ölhydraulik, bei medizinischen Anwendungen grundlegend unterscheiden. So werden in der Ölhydraulik

innerhalb geschlossener Kreisläufe Leistungen übertragen bzw. Bewegungen erzeugt, indem man die Gesetzmäßigkeiten und Effekte der Hydrostatik nutzt. Dies bedeutet, daß die in den Kreislauf eingebundenen Hydrogeräte immer von 5 demselben Medium durchströmt werden. Hierbei handelt es sich meist um spezielle, auf Mineralöl basierende Hydraulikfluide, deren besondere Eigenschaften einen störungsfreien Betrieb sicherstellen. Neben der Leistungsübertragung sorgen diese Hydraulikfluide auch für Schmierung, 10 Korrosionsschutz und Wärmeabfuhr in den Hydrogeräten. Gleichzeitig reduzieren sie durch ihre vergleichsweise hohe Viskosität die Leckverluste im Bereich der Dichtspalten.

Wie alle Hydrogeräte erfordern auch Hydraulikpumpen einen hohen fertigungstechnischen Aufwand, wodurch diese 15 in der Herstellung entsprechend teuer sind. Die Bauteile im fluidberührenden Bereich bestehen vorwiegend aus gehärtetem Stahl und verfügen über feinstbearbeitete Oberflächen mit höchster Genauigkeit. Hierdurch werden sehr geringe Spaltmaße möglich, wodurch die Voraussetzungen für niedrige Spaltverluste und gute Wirkungsgrade geschaffen werden.

Es ist die Aufgabe der vorliegenden Erfindung, eine Vorrichtung zum Pumpen von Fluiden der eingangs genannten Art dahingehend weiterzubilden, daß mit geringem Kostenaufwand eine verbesserte Förderleistung erzielt wird.

Die Lösung dieser Aufgabe erfolgt durch die Merkmale des Anspruchs 1 und insbesondere dadurch, daß zumindest ein Rotor einen elastisch verformbaren Zahneingriffsbereich aufweist, daß dieser Rotor mit Übermaß gefertigt und unter 30 teilweiser Verformung des Zahneingriffsbereiches in dem Gehäuse montiert ist.

Erfindungsgemäß wird in Abkehr von der herkömmlichen Bauweise von Zahnradpumpen kein Zahnpalt im Zahneingriffsbereich vorgesehen. Vielmehr erfolgt die Herstellung 35 des Rotors oder der Rotoren mit Übermaß, so daß im Zahneingriffsbereich eine Überdeckung stattfindet. Um dennoch eine Rotation der Rotoren ermöglichen zu können, ist der elastisch verformbare Zahneingriffsbereich an zumindest einem Rotor vorgesehen, so daß sich dieser Zahneingriffsbereich 40 des Rotors verformen kann. Die erfindungsgemäßige Pumpvorrichtung kombiniert somit gewissermaßen die Prinzipien der Schlauchpumpe und der Kolbenpumpe, wodurch hervorragende Ergebnisse erzielt werden können.

Mit der erfindungsgemäßigen Pumpvorrichtung ist eine 45 Vielzahl von Vorteilen verbunden. So treten an den "Spalten" im Bereich der Zahneingriffsflächen keine Leckströmungen auf, da die beiden Rotoren dichtend miteinander in Eingriff stehen. Erfindungsgemäß kann auf eine aufwendige Oberflächenbearbeitung zur Erzielung geringer Spaltmaße 50 im Bereich der Zahneingriffsfläche verzichtet werden, da mit einer Überdeckung im Zahneingriffsbereich gearbeitet wird. Mit der erfindungsgemäßigen Pumpe kann ein kontinuierlicher Förderstrom für beliebig große Fördervolumina gewährleistet werden, wobei Förderraten von 0,1 bis 15 ml/s 55 bei Differenzdrücken von bis zu 22 bar ohne weiteres möglich sind. Die erfindungsgemäßige Pumpe ist gegenüber Feststoffpartikeln im Pumpmedium unempfindlich, beispielsweise gegenüber Auskristallisationen in einem Injektionsmedium. Darüber hinaus läßt sich die Pumpe gemäß der Erfindung als preiswertes Einwegprodukt unter Reinraumbedingungen fertigen, das auf einfache Weise sterilisierbar ist, wodurch Anwendungen im medizinischen Bereich möglich sind. Da das erfindungsgemäßige Pumpenelement die Vorteile 60 der bekannten Schlauchpumpen sowie der bekannten Kolbenpumpen miteinander verbindet, ist es für medizinische Injektionstechniken besonders geeignet. Einerseits wird erfindungsgemäß nämlich die kontinuierliche Förderung des Injektionsmediums mit einem unidirektionalen Fluidstrom

gewährleistet, wie dies bei der Schlauchpumpe der Fall ist. Gleichzeitig werden jedoch Injektionsdrücke, Injektionsschwindigkeiten und eine volumetrische Genauigkeit erreicht, die ansonsten nur mit Kolbenpumpen erreichbar wären.

Die erfundungsgemäße Pumpvorrichtung läßt sich für medizinische Anwendungen als Einwegartikel kostengünstig herstellen, wobei durch die gewählte Bauweise zusätzlich die Kriterien von physiologischer Verträglichkeit und Hygiene berücksichtigt werden können. Da das Arbeitsmedium in Form von flüssigen Medikamenten oder Diagnostika in der Regel aus wässrigen Lösungen mit zum Teil korrosiver Wirkung besteht, bietet eine Herstellung aus Kunststoffteilen zusätzliche Vorteile. Da zudem im Gegensatz zu Hydraulikfluiden bei derartigen Arbeitsmedien auf die besonderen Eigenschaften verzichtet werden muß, die das Arbeitsverhalten der Pumpe verbessern, ergibt sich ein mehrfachcr Vorteil.

Ein weiterer Vorteil der erfundungsgemäßen Pumpvorrichtung besteht darin, daß bei medizinischen Injektionssystemen auf separate Mengenmeßsysteme in der Regel wegen des damit verbundenen Aufwandes verzichtet werden muß. Da jedoch die Dosiergenauigkeit innerhalb des Förderprozesses in der Medizintechnik eine entscheidende Rolle spielt, bietet die erfundungsgemäße Pumpvorrichtung einen weiteren Vorteil, da mit dieser eine außerordentlich hohe Dosiergenauigkeit erzielt werden kann.

Vorteilhafte Ausführungsformen der Erfindung sind in der Beschreibung, den Zeichnungen sowie den Unteransprüchen beschrieben.

Nach einer ersten vorteilhaften Ausführungsform ist die Pumpe als Zahnringpumpe ausgebildet, d. h. diese Pumpe weist zwei Rotoren auf, wobei die Zähnezahl des Außenrotors um 1 größer ist als die des Innenrotors. Derartige Zahnringpumpen haben sich insbesondere für medizinische Anwendungen als besonders vorteilhaft herausgestellt.

Nach einer weiteren vorteilhaften Ausführungsform können beide Rotoren einen elastisch verformbaren Zahneingriffsbereich aufweisen, wobei beide Rotoren mit Übermaß gefertigt sind und unter teilweiser Verformung ihrer jeweiligen Zahneingriffsbereiche in dem Gehäuse montiert sind. Bei dieser Ausführungsform ergibt sich eine verbesserte Dichtwirkung und die Fertigungstoleranzen können größer gewählt werden.

Der elastisch verformbare Zahneingriffsbereich muß erfundungsgemäß so gewählt werden, daß die beiden miteinander kämmenden Rotoren in dem Gehäuse drehbar sind, d. h. von einem Antrieb in Drehung versetzt werden können. Zu diesem Zweck ist es besonders vorteilhaft, wenn der elastisch verformbare Zahneingriffsbereich durch natürlichen oder synthetischen Kautschuk oder einen gummiähnlichen Kunststoff, beispielsweise ein Elastomer, gebildet ist. Darüber hinaus ist es auch möglich, den Rotor über den Zahneingriffsbereich hinaus zumindest bereichsweise elastisch verformbar auszubilden. Beispielsweise kann der gesamte Rotor aus einem Elastomer bestehen, wobei in den Rotor Verstärkungsmaterialien eingebracht werden können.

Eine besonders vorteilhafte Ausführungsvariante ergibt sich dadurch, daß zumindest ein Rotor mit einer elastisch verformbaren Schicht versehen ist, die beidseitig axial über den Rotor vorsteht, um dadurch eine seitliche Abdichtung gegenüber der Gehäusewandung zu schaffen. Mit dieser Ausführungsform wird die elastisch verformbare Schicht, die den Zahneingriffsbereich bildet, gleichzeitig als axiale Abdichtung herangezogen, um die einzeln Druckkammern der Pumpe gegenüber dem Gehäuse abzudichten. Hierbei ist es besonders vorteilhaft, wenn diese Schicht gleichzeitig den Zahneingriffsbereich bildet, da hierdurch

keine separaten Dichtelemente vorgesehen werden müssen.

Die Rotoren und vorzugsweise auch das Gehäuse der Pumpe können aus Kunststoff, beispielsweise thermoplastischem Kunststoff, hergestellt sein, wodurch die in der Medizintechnik erforderlichen Hygieneanforderungen erfüllt werden können. Gleichzeitig ergibt sich dadurch eine sehr kostengünstige Herstellung.

Die Ansaugöffnung und die Austrittsöffnung des Pumpengehäuses können jeweils mit einem keimdichten Rückenschlagventil versehen sein, wodurch eine Kontamination des Pumpenraumes und des Fluids verhindert wird.

Grundsätzlich eignet sich die erfundungsgemäße Pumpenvorrichtung für Fluide jeglicher Art. Aufgrund der hohen Dosiergenauigkeit, der niedrigen Herstellungskosten und der erreichbaren Fördergeschwindigkeiten, Fördervolumina und Förderdrücke eignet sich jedoch die Pumpe besonders für medizinische Anwendungen, insbesondere für den Einsatz bei diagnostischen, kardiologischen oder angiologischen Untersuchungen, um Kontrastmittel durch Katheter zu injizieren.

Nachfolgend wird die vorliegende Erfindung rein beispielhaft anhand einer vorteilhaften Ausführungsform und unter Bezugnahme auf die beigefügten Zeichnungen beschrieben. Es zeigen:

Fig. 1 eine Querschnittsansicht durch eine Pumpe gemäß der Erfindung;

Fig. 2 eine Schnittansicht entlang der Linie II-II von Fig. 1;

Fig. 3 eine teilweise geschnittene Querschnittsansicht durch eine bekannte Schlauchpumpe; und

Fig. 4 eine teilweise geschnittene Querschnittsansicht durch eine bekannte Kolbenpumpe.

Fig. 1 zeigt einen Querschnitt durch eine Pumpe zum Pumpen von Fluiden, die als Zahnringpumpe ausgebildet ist, wobei in einem Gehäuse 30 mit kreisrundem Querschnitt ein Außenrotor 32 und ein Innenrotor 34 vorgesehen sind.

Der Außenrotor 32 besitzt einen kreisförmigen Außenumfang und ist mit einer Innenverzahnung versehen, die im dargestellten Ausführungsbeispiel sieben Zähne aufweist. Der Innenrotor 34 ist an seinem Außenumfang mit sechs Zähnen versehen und wird durch einen nicht dargestellten Antrieb in Pfeilrichtung um seine Drehachse D1 gedreht. Durch den kämmenden Eingriff der Außenverzahnung des Innenrotors 34 mit der Innenverzahnung des Außenrotors 32 dreht sich bei einer Drehung des Innenrotors 34 in Pfeilrichtung der Außenrotor 32 ebenfalls in Richtung des dargestellten Pfeiles, und zwar um eine Drehachse D2, die zur Drehachse D1 versetzt ist.

Sowohl der Außenrotor 32 wie auch der Innenrotor 34 weisen einen elastisch verformbaren Zahneingriffsbereich 36 bzw. 38 auf, wobei beide Rotoren mit Übermaß gefertigt und unter teilweiser Verformung des Zahneingriffsbereiches 36, 38 in dem Gehäuse 30 drehbar montiert sind. An den Stellen 40 der radialen Berührung im Zahneingriffsbereich beider Rotoren 32 und 34 führt das konstruktive Übermaß der Zahnkonturen zu einer elastischen Verformung, wodurch an diesen Stellen eine Flächenpressung auftritt.

Fig. 2 zeigt eine Querschnittsansicht entlang der Linie II-II von Fig. 1. Hierbei ist zu erkennen, daß der Innenrotor 34 einstückig mit einer Antriebswelle 35 verbunden ist, die von einem nicht näher dargestellten Motor in Drehung versetzt wird. Das Gehäuse 30 ist wellenseitig mit einem Gehäusedeckel 31 versehen, der zusammen mit dem Gehäuse 30 den Pumpraum begrenzt.

Wie in Fig. 2 dargestellt ist, ist der Außenrotor 32 auf seiner Zahneingriffsfläche mit einer Elastomerschicht 42 versehen und der Innenrotor 34 ist auf seiner Zahneingriffsfläche mit einer Elastomerschicht 44 versehen. Da die beiden

Rotoren mit Übermaß gefertigt und unter teilweiser Verformung der Zahneingriffsbereiche in das Gehäuse eingesetzt sind, ergibt sich im Bereich der radialen Berührung 40 zwischen den beiden Rotoren eine Flächenpressung mit Dichtwirkung. Auch wenn in Fig. 2 die Elastomerschichten 42 und 44 als aus unterschiedlichen Materialien bestehend dargestellt sind, können diese dennoch aus dem gleichen Material hergestellt sein.

Fig. 2 zeigt ferner, daß die Elastomerschicht 42, 44, die jeweils im Zahneingriffsbereich 36, 38 des jeweiligen Rotors angebracht ist, axial über den jeweiligen Rotor vorsteht und eine Abdichtung gegenüber der Innenwandung des Gehäuses 30, 31 schafft, wodurch zwischen den Verzahnungen vollständig abgedichtete Druckkammern gebildet werden. Somit bilden die Elastomerschichten 42 und 44 sowohl eine 10 radiale wie auch eine axiale Abdichtung der jeweiligen Druckzellen, indem diese durch das gewählte konstruktive Übermaß und durch das Einsetzen in das Gehäuse elastisch verformt werden und Flächenpressungen erzeugen.

Bei der in Fig. 1 dargestellten Zahnteilung des erfundungsgemäßen Pumpenelementes mit sechs Zähnen für den Innenrotor 34 und sieben Zähnen für den Außenrotor 32 werden insgesamt sechs Einzelvolumina gebildet, die jeweils von den beiden radialen Berührungsflächen der Elastomerschichten 42, 44 von Innenrotor 34 und Außenrotor 20 32 und von der Innenwandung der Gehäuseteile 30, 31 begrenzt werden. Bei Drehung der Rotoren ändern sich diese Volumina zyklisch derart, daß in der in Fig. 1 rechts dargestellten Saugzone die Beträge der Volumina bis zum Maximalwert kontinuierlich zunehmen und in der in Fig. 1 links 30 dargestellten Verdrängungszone entsprechend abnehmen und schließlich zu Null werden.

Die elastische Verformung an den Berührungsflächen 40 sowie an den Berührungsflächen der Elastomerschichten und der Innenwandung des Gehäuses und die daraus resultierende Flächenpressung gewährleisten eine absolute Abdichtung dieser Einzelvolumina. Die Stärke der Flächenpressung kann über den Grad der elastischen Verformung und damit durch die konstruktive Auslegung des Übermaßes und durch die Shore-Härte des verwendeten Elastomers eingestellt werden.

Das Pumpmedium wird, wie dies bei konventionellen Zahnrangpumpen üblich ist, durch stirnseitige Ansaug- und Austrittsquerschnitte (nicht dargestellt) in dem Gehäuse in der Saug- und in der Verdrängungszone in die Pumpe 45 gesaugt und aus dieser hinausgedrückt.

Bei der erfundungsgemäß vorgesehenen elastischen Verformung an den Berührungsflächen der beiden Rotoren kommt es an diesen Stellen zusätzlich zu einer Einebnung der Rauhigkeiten, so daß auf eine kostenintensive Feinbearbeitung der Oberflächen zur Verbesserung der Spaltabdichtung verzichtet werden kann, wie sie bei vollständig aus Stahl gefertigten Rotoren bei herkömmlichen Zahnrangpumpen erforderlich ist.

Bezugszeichenliste

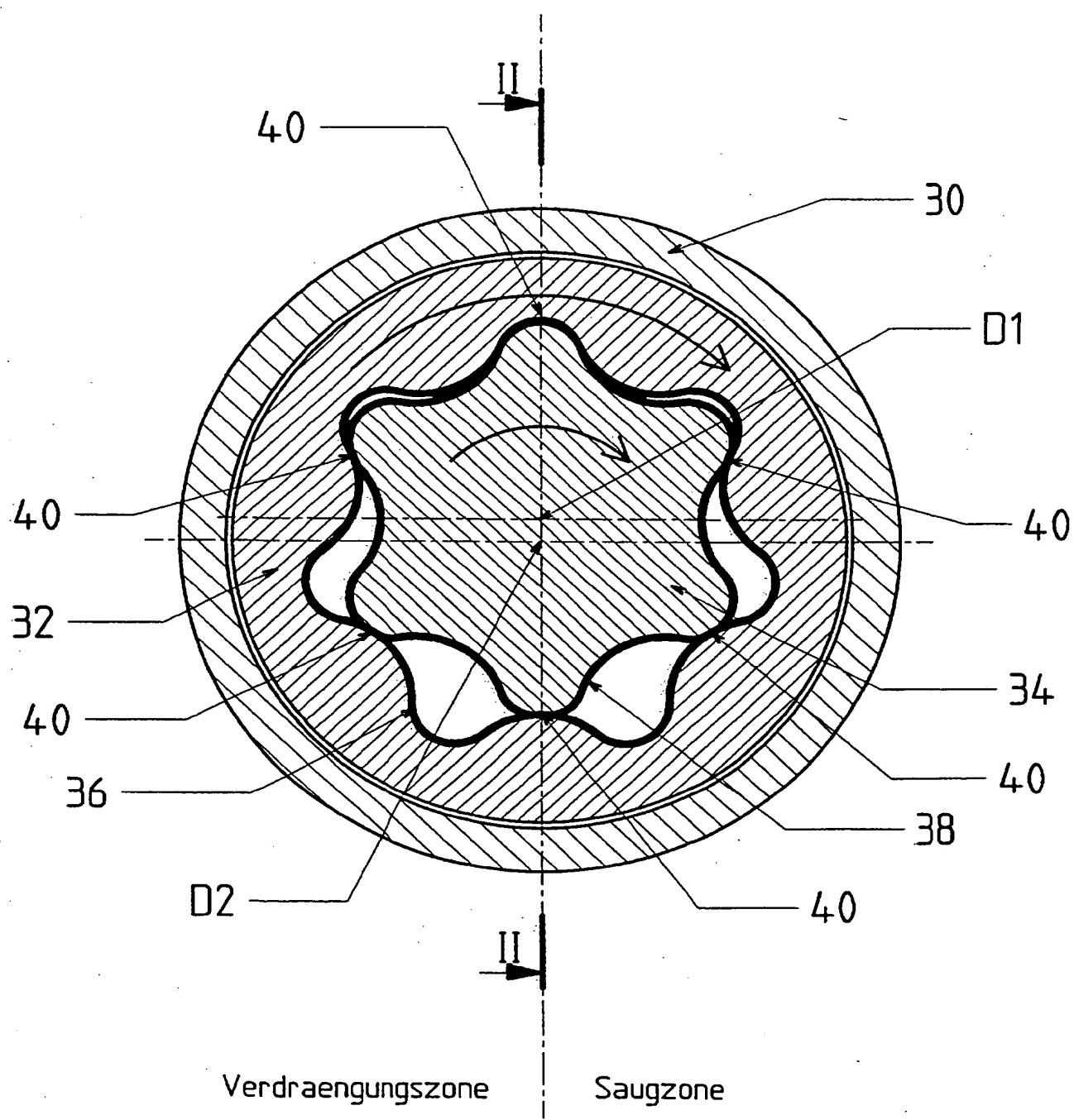
10 Schlauch	
12 Wandung	
13 Rotor.	
14 Zylinderrollen	60
21 Zylinder	
22 Kolben	
23 Aufnahme	
24 Kupplungsteil	
25 Kolbenstange	
30 Gehäuse	
32 Außenrotor	65

34 Innenrotor	
35 Welle	
36, 38 Zahneingriffsbereich	
40 Berührungsflächen	
5 42, 44 Elastomerschicht	
D1, D2 Drehachse	

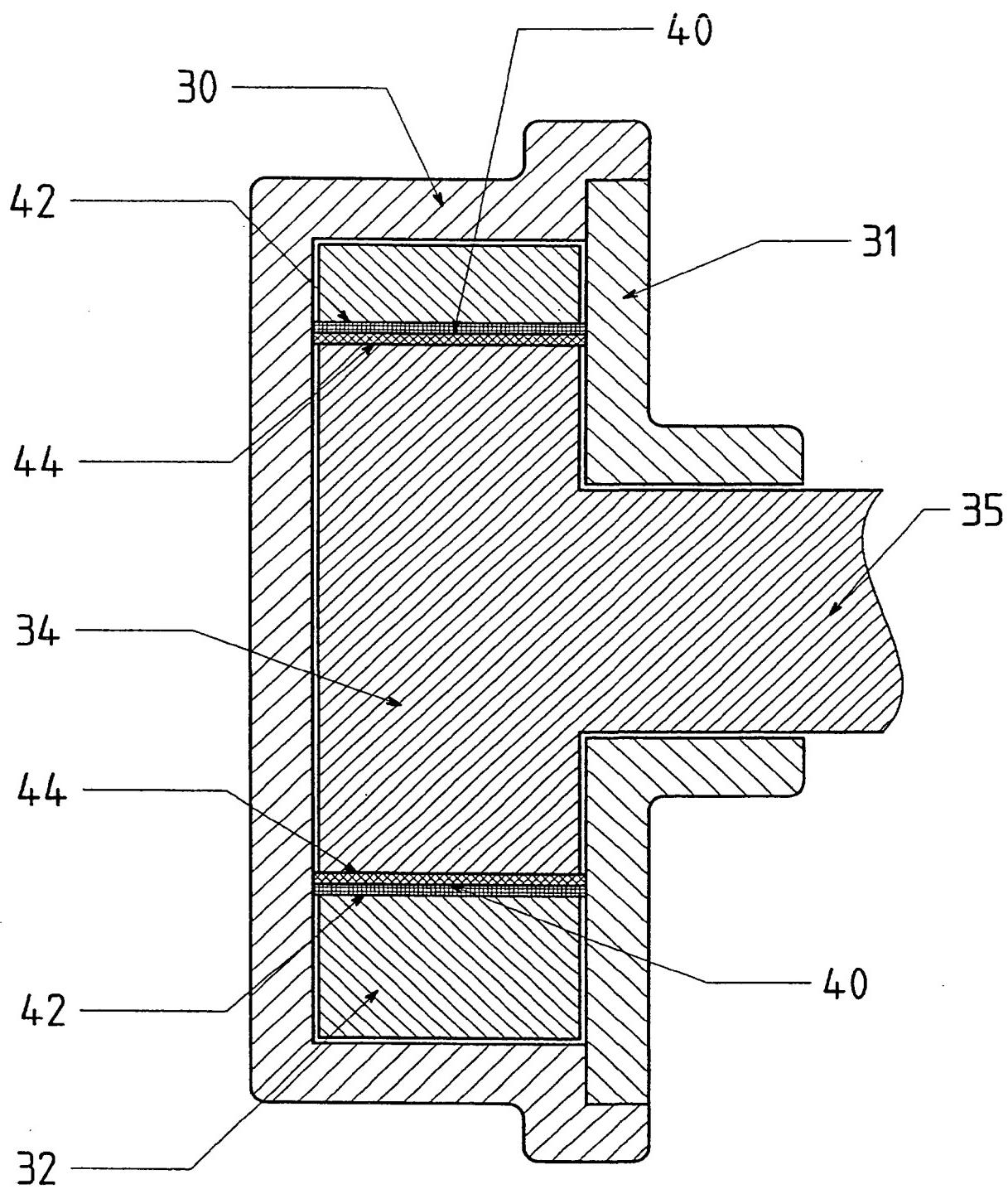
Patentansprüche

1. Vorrichtung zum Pumpen von Fluiden, insbesondere für medizinische Anwendungen, mit zwei miteinander kämmenden Rotoren (32, 34), die in einem Gehäuse (30, 31) drehbar angeordnet sind, das eine Ansaug- und eine Austrittsöffnung aufweist, dadurch gekennzeichnet, daß zumindest ein Rotor (32, 34)
 - einen elastisch verformbaren Zahneingriffsbereich (36, 38) aufweist,
 - mit Übermaß gefertigt ist, und
 - unter teilweiser Verformung des Zahneingriffsbereiches (36, 38) in dem Gehäuse (30, 31) montiert ist.
2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß diese als Zahnrangpumpe ausgebildet ist.
3. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß beide Rotoren (32, 34) einen elastisch verformbaren Zahneingriffsbereich (36, 38) aufweisen, mit Übermaß gefertigt sind und unter teilweiser Verformung ihrer jeweiligen Zahneingriffsbereiche (36, 38) in dem Gehäuse (30, 31) montiert sind.
4. Vorrichtung nach zumindest einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der elastisch verformbare Zahneingriffsbereich (36, 38) durch natürlichen oder synthetischen Kautschuk oder einen gummiähnlichen Kunststoff, insbesondere durch ein Elastomer (42, 44), bevorzugt ein thermoplastisches Elastomer (TPE), gebildet ist.
5. Vorrichtung nach zumindest einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der Rotor (32, 34) über den Zahneingriffsbereich (36, 38) hinaus zumindest bereichsweise elastisch verformbar ist.
6. Vorrichtung nach zumindest einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß zumindest ein Rotor (32, 34) mit einer elastisch verformbaren Schicht (42, 44) versehen ist, die axial über den Rotor (32, 34) vorsteht, um eine Abdichtung gegenüber der Gehäusewandung zu schaffen, wobei diese Schicht vorzugsweise gleichzeitig den Zahneingriffsbereich (36, 38) bildet.
7. Vorrichtung nach zumindest einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Rotoren (32, 34) und vorzugsweise auch das Gehäuse (30, 31) aus Kunststoff, bevorzugt thermoplastischem Kunststoff, hergestellt sind.
8. Vorrichtung nach zumindest einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Ansaug- und die Austrittsöffnung jeweils mit einem keimdichten Rückschlagventil versehen sind, durch die eine Kontamination des Pumpenraumes und des Fluids verhindert werden.
9. Verwendung einer Vorrichtung nach zumindest einem der vorstehenden Ansprüche als Injektionspumpe für medizinische Anwendungen.
10. Verwendung nach Anspruch 9 für den Einsatz bei diagnostischen, kardiologischen oder angiologischen Untersuchungen.

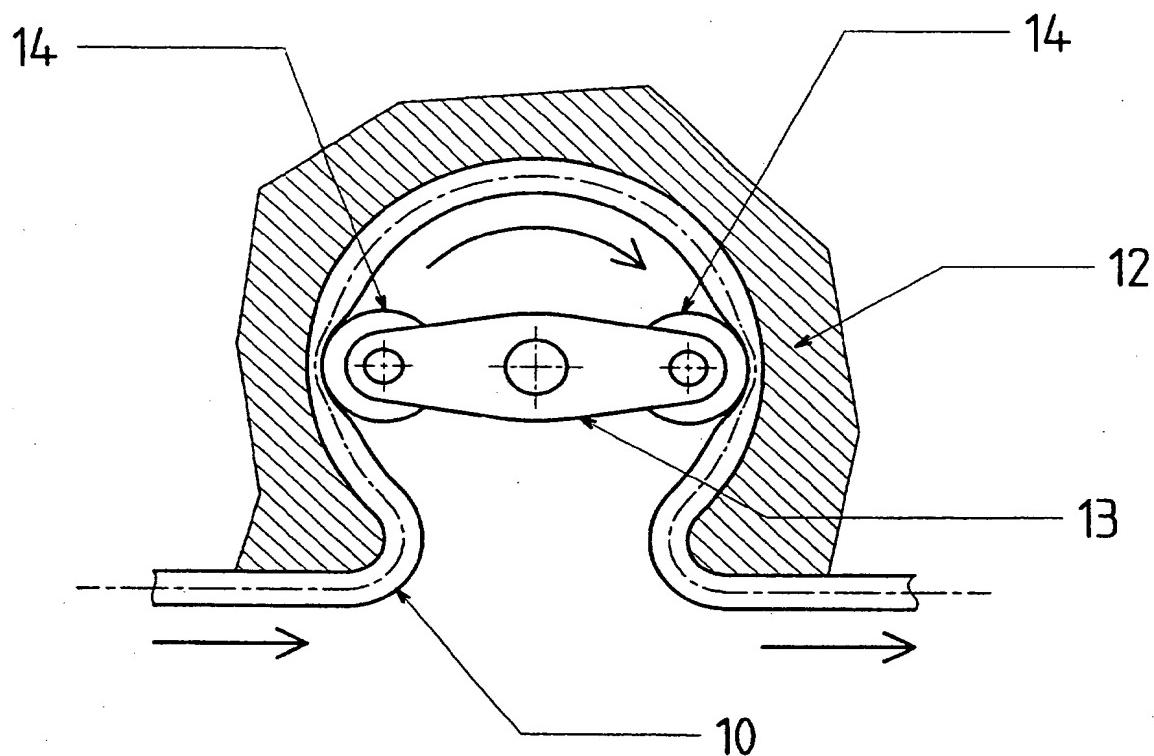
Hierzu 4 Seite(n) Zeichnungen



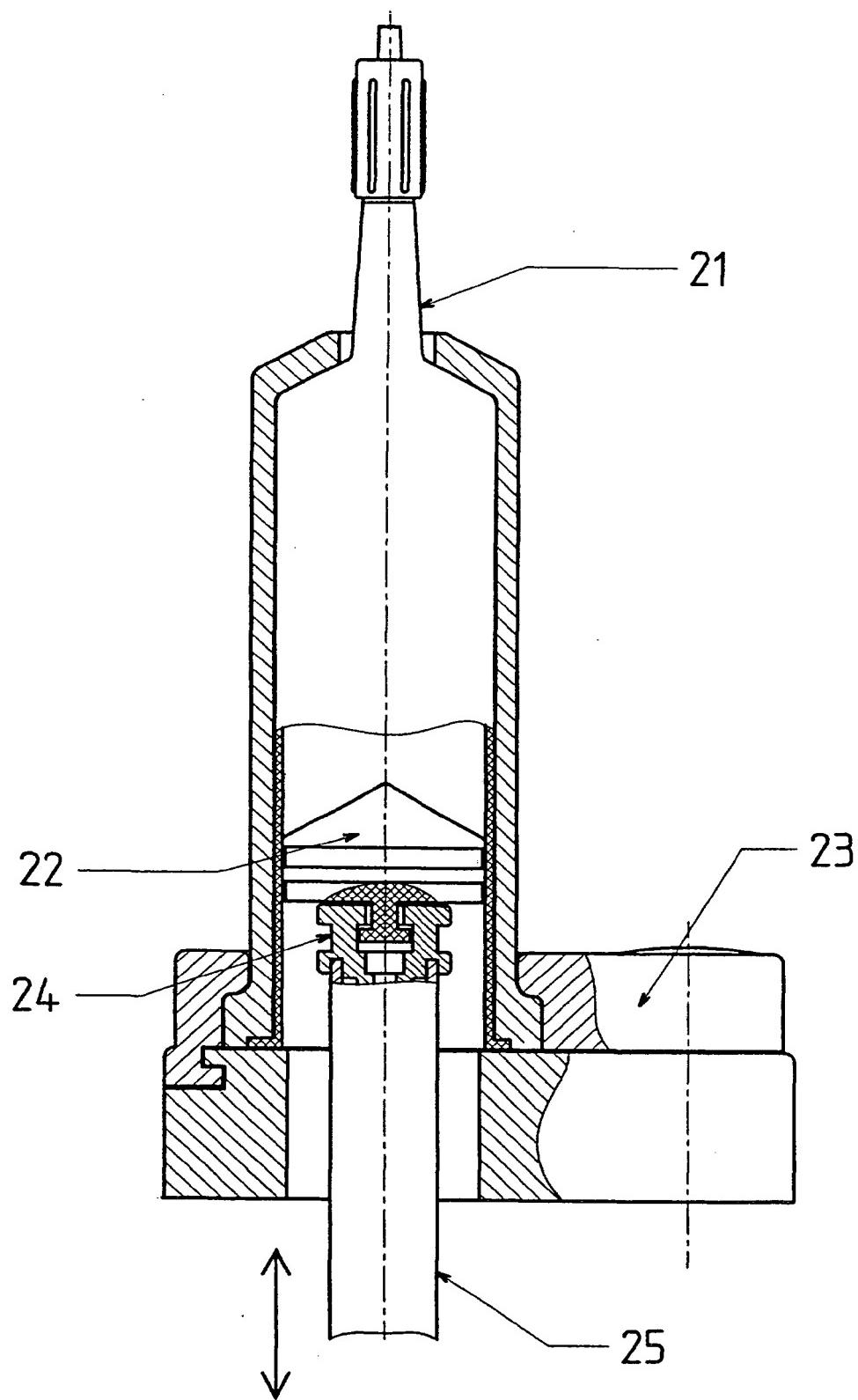
Figur 1



Figur 2



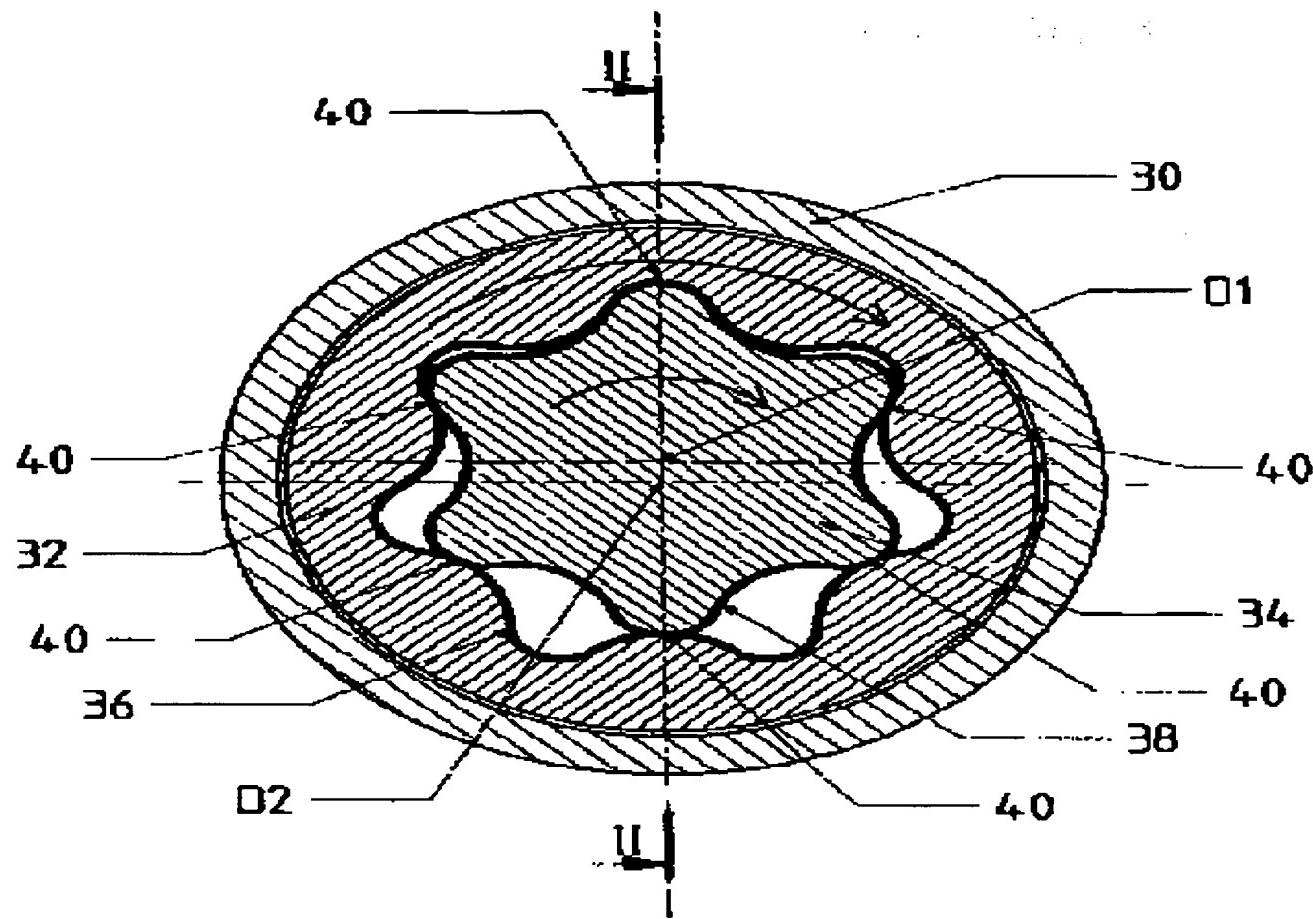
Figur 3



Figur 4

AN: PAT 2000-284248
TI: High efficiency gear pump suited to medical applications combines best attributes of peristaltic and piston pumps, by including resilience and oversize in rotor combination, eliminating leakage
PN: DE19842016-A1
PD: 16.03.2000
AB: NOVELTY - One of the rotors (32, 34) at least, has a resilient tooth engagement region (36, 38). This is oversized. It is mounted in the casing (30) with partial deformation of the tooth engagement region.; USE - Especially as an injection or infusion pump in medicine. Expert use for diagnosis, cardiology or angiological purposes is envisaged. All foregoing applications are claimed. ADVANTAGE - The pumping efficiency is improved at little cost. There is no conventional gap in the tooth engagement region, a result of combined resilience and oversize. The unit combines useful attributes of the peristaltic pump and the piston pump. Continuous flow against 22 bar is feasible. Pumping rates range from 0.1-15 ml/s in a specific example. DESCRIPTION OF DRAWING(S) - A cross section through the pump is revealed. casing 30 rotors 32, 34 resilient tooth engagement region 36, 38
PA: (BACK/) BACKES C H;
FA: DE19842016-A1 16.03.2000;
CO: DE;
IC: F04C-005/00;
MC: A12-H; B11-C03; B11-C09; B12-K04A; B14-F01; B14-F02; S05-J;
X25-L03A;
DC: A88; B07; Q56; S05; X25;
FN: 2000284248.gif
PR: DE1042016 14.09.1998;
FP: 16.03.2000
UP: 19.06.2000

THIS PAGE BLANK (USPTO)



THIS PAGE BLANK (USPTO)